



PATENT
ATTORNEY DOCKET NO. 049400-5027

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Application of:)
Osamu KATO, et al.)
Application No.: 10/776,637) Group Art Unit: 3763
Filed: February 12, 2004) Examiner: Not Assigned

For: A HOLLOW TUBE BODY FOR MEDICAL TOOL AND A CATHETER INTO WHICH
THE HOLLOW TUBE BODY IS INCORPORATED

Commissioner for Patents
Arlington, VA 22202

Sir:

SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENT

Under the provisions of 35 U.S.C. § 119, Applicants hereby claim the benefit of the filing
date of Japanese Application No. 2003-037550, filed February 17, 2003 for the above-identified
United States Patent Application.

In support of Applicants' claim for priority, filed herewith is one certified copy of the
above.

Respectfully submitted,

MORGAN, LEWIS & BOCKIUS LLP

By: Mary Jane Bonnell
Reg. No. 33,652
Robert J. Goodell, Reg. No. 41,040

Dated: August 3, 2004

MORGAN, LEWIS & BOCKIUS LLP
1111 Pennsylvania Avenue, NW
Washington, D.C. 20004

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application:

2003年 2月17日

出願番号
Application Number:

特願2003-037550

[ST. 10/C]:

[JP2003-037550]

願人
Applicant(s):

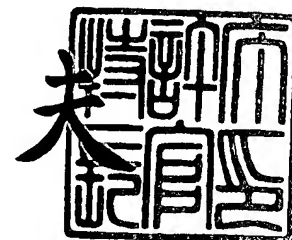
加藤 修
朝日インテック株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2004年 2月10日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 0302P-03

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00
A61M 25/00
D07B 1/00

【発明者】

【住所又は居所】 京都府京都市西京区山田平尾町 4 3 番地の 1

【氏名】 加藤 修

【発明者】

【住所又は居所】 名古屋市守山区協田町 1 7 0 3 番地 朝日インテック株式会社内

【氏名】 小澤 伸次

【発明者】

【住所又は居所】 名古屋市守山区協田町 1 7 0 3 番地 朝日インテック株式会社内

【氏名】 加藤 富久

【特許出願人】

【識別番号】 592177177

【氏名又は名称】 加藤 修

【特許出願人】

【識別番号】 390030731

【氏名又は名称】 朝日インテック株式会社

【代理人】

【識別番号】 100084526

【弁理士】

【氏名又は名称】 岡 賢美

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 065467

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9504222

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 医療器具用チューブ体と、それを用いて成るカテーテル

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の金属素線を円筒状に撚合構成した可撓性チューブ体にして、該素線が該可撓性チューブ体の内周に凸状を成す横断面略半円形状にして、かつ、該可撓性チューブ体の前端部をナイフエッジサークルに形成した構造を特徴とする医療器具用チューブ体。

【請求項 2】 ナイフエッジサークルのナイフ刃面が、前方縮径状にして断面外側凸円弧形状から成る請求項 1 の医療器具用チューブ体。

【請求項 3】 所定長の長さ方向に、チューブ体の剛直柔軟特性が徐変形態に形成された請求項 1 または請求項 2 の医療器具用チューブ体。

【請求項 4】 請求項 1 ～請求項 3 のいずれかの医療用チューブ体を単層の主チューブ体の少くとも 1 部として用いた構造を特徴とするカテーテル。

【請求項 5】 主チューブ体の下層チューブ体に、上層チューブ体をスライド自在に嵌装した多層チューブ体構造にして、該下層チューブ体と該上層チューブ体の少くとも 1 つが、請求項 1 ～請求項 3 のいずれかの医療器具用チューブ体を少くとも 1 部として用いて成る多層チューブ構造を特徴とするカテーテル。

【請求項 6】 上層チューブ体に外層チューブ体をスライド自在に嵌装すると共に、該下層チューブ体に嵌装した自己拡張型ステントを、該外層チューブ体によって押え込みセット・離脱可能にした 3 層チューブ構造から成る請求項 5 のカテーテル。

【請求項 7】 下層チューブ体の素線の撚り方向と上層チューブ体の素線の撚り方向、または上層チューブ体の素線の撚り方向と外層チューブ体の素線の撚り方向が、相互に逆方向にして成る請求項 5 または請求項 6 のカテーテル。

【請求項 8】 下層チューブ体から上層チューブ体の方向、または下層チューブ体から外層チューブ体の方向へ、チューブ体剛性を漸増形態に構成した請求項 5 ～請求項 7 のいずれかのカテーテル。

【請求項 9】 下層チューブ体と上層チューブ体のそれぞれの操作部、または、下層チューブ体と上層チューブ体と外層チューブ体のそれぞれの操作部を、

手元部に連装した構造から成る請求項5～請求項8のいずれかのカテーテル。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療器具のカテーテルの主線材として使用する可撓性コイル体と、それを用いて成るカテーテルに関するものである。

【0002】

【従来の技術】

曲りくねった血管内に挿入して先端部を血管・体腔の病変部に導くカテーテルは、体外に位置する手元部の「押し・引き・回転」の手動操作によって先端部分から血管・体腔内挿入して、その先端部分を病変部に導いて所要の治療を施す操作プロセスとなる。

【0003】

従って、先端部分からの挿入操作と治療を円滑にするためには、自由状態で真直性を有して全体が柔軟な可撓性にして曲げ変形からの良好な復元性を有すると共に先端部分が高柔軟性にして後端部分が応分の剛性を有する傾斜特性にして、前記の手動操作に先端部分が的確に順応する高トルク伝達性・ステアリング性を備えた高度の機械的性質が必要になる。

【0004】

そこで、以上の必要機械的性質に応える医療器具用の可撓性チューブ体として、特許文献1・特許文献2が示す公知例があり、そのいずれも円形断面の素線群を円筒形チューブ体に撚合構成した構造を特徴としている。

【0005】

【特許文献1】

特開2002-275774(要約)

【特許文献2】

特表2000-513235(要約)

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

以上の特許文献 1・2 のものは、カテーテル・医療用ガイドワイヤとして用いたとき、素線群の撚合中空形態から成るので素線撚合体としての可撓柔軟性・良好なトルク伝達性と中空形態に基づく「単位長当りの軽量化」をもたらす技術メリットを有するものの、例えば血管閉塞部の治療の際の「硬質部位の穿孔性能やステント留置性能」と血管内挿入摺動性に欠け、品質・性能上の改良すべき点がある。

【0 0 0 7】

本発明は、以上の従来技術の難点を解消する高品質の「医療器具用チューブ体と、それを用いて成るカテーテル」を提供するものである。

【0 0 0 8】

【課題を解決するための手段】

以上の技術課題を解決する本発明は「複数の金属素線を円筒状に撚合構成した可撓性チューブ体にして、該素線が該可撓性チューブ体の内周に凸状を成す横断面略半円形状にして、かつ、該可撓性チューブ体の前端部を前方縮径状のナイフエッジサークルに形成した構造を特徴とする医療器具用チューブ体」と「このチューブ体を主チューブ体の少くとも 1 部とする単層チューブとして用いるカテーテル」の第 1 発明と、

【0 0 0 9】

「主チューブ体の下層チューブ体に、上層チューブ体をスライド自在に嵌装した多層チューブ体構造にして、該下層チューブ体と該上層チューブ体の少くとも 1 つが前記第 1 発明の医療器具用チューブ体から成る多層チューブ構造を特徴とするカテーテル」の前記第 1 発明の用途発明の第 2 発明から成っている。

【0 0 1 0】

即ち、前記第 1 発明は「医療用チューブ体の先端部に穿孔性能を付与し、かつ、外周の平滑度を向上して」血管・体腔内に挿入して応分の治療を行うカテーテルの性能向上を図る思想を特徴とするものである。

【0 0 1 1】

そして前記第 1・第 2 発明は、前記基本構成による特有作用の一段の向上安定を図る技術意図から前記第 1 発明のチューブ体は、ナイフエッジサークルのナイ

フ刃面断面を外側凸円弧形状にしたり、所定長の長さ方向にチューブ体の硬直柔軟特性が徐変する形態」を採択する。

【0012】

そして前記第2発明のカテーテルは「チューブ体の2層～3層の多層構造形態」や「その多層構造のチューブ体において、素線の撚り方向を多層間で相互に逆方向にする形態」、または、チューブ剛性が多層の内層から外層の方向へ漸増徐変する形態」を採択する。

【0013】

【作用】

前記第1発明の医療用チューブ体を用いて成る前記第2発明のカテーテルは、カテーテルを先導するガイドワイヤが血管の完全閉塞部の硬質部によって前進不能になったとき、カテーテルを前進させて回転操作することによって前記ナイフエッジサークルがドリル機能して該硬質部を穿孔し、ガイドワイヤ・カテーテルの真腔挿入前進を円滑に支援して当該治療の円滑化・向上ができる。そして、平滑な円形外周を有するので血管・体腔への挿入摺動性が特段に良好になる。

【0014】

そして、前記第1発明の医療器具用チューブ体は、前記の高品質カテーテルの形成を可能にする。以上の主たる作用がある。

【0015】

【発明の実施の形態】

まず、図1を参照して第1発明1実施形態の医療器具用チューブ体1（以下、単にチューブ体1という）を説明する。即ち、このチューブ体1はオーステナイト系ステンレス線の素線2群を同一円周上に配設して撚合形成した所要長さLの可撓性チューブ体にして、素線2は中空部4に凸部を臨ませる略半円形横断面形状を有し、チューブ体1の外周は長手方向に連続する平滑外周にして、前端部は前方縮径前方刃先のナイフエッジサークル3に形成されている。

【0016】

なお、この実施形態のチューブ体1は「外径D1＝約0.61mm、内径D2＝約0.45mm、素線2の本数＝8～12本」の諸元にして、下記の工法によって

形成される。

【0017】

即ち（図1（D）参照）芯材に円形横断面の素線2群を撚合した通常形態のワイヤロープRの一端を捻回装置10の回転作動チャック11に固定セットし、他端をウエイト13を吊設したスライド型固定チャック12に固定し、その状態でウエイト13による引張り荷重を付与しながら捻回加工し、続いて電流発生部14からチャック11・12間にコード15を通して電流を流して抵抗加熱して加工による残留応力を除去し、しかるのち、外周研削して素線2の形状を前記の半円形横断面形状に成し、前記芯材を抜き取って中空形態に成形する。

【0018】

つぎに、図2を参照して第1発明のチューブ体1を用いて成るカテーテルKを説明する。即ち、カテーテルKは図1（D）に示す製造方法によって成形した複数の円形断面の素線2群を撚合構成した中空形態の可撓性チューブ体が主要部を構成して、長手方向の先端部分のXゾーンが前端にナイフエッジサークル3を備えた外径D1のチューブ体1、後端部分のZゾーンが素線2の円形横断面の外周を研削しない太径の外径D3、その両者の中間のYゾーンがD1からD3へ漸増径する徐変径形態にして、カテーテルKとして必要な「先端部分が柔軟質、後端部分が剛質形態」に設定されている。なお、図中の5は公知のコネクタ、Mは公知のマーカにして、ナイフエッジサークル3は素線2がプラズマ溶着されて平滑な外周にして断面凸円弧刃面に形成されている。

【0019】

以上の実施形態のカテーテルKは以下の特有作用がある。即ち、（図2（B）参照）血管20の完全閉塞部25にカテーテルKを挿入して治療するとき、カテーテルを先導するガイドワイヤGが完全閉塞部25の石灰化された硬質部26に突き当たるとガイドワイヤGを血管20の内膜21から中膜22との境界付近に通して閉塞部25を迂回させて真腔への突入を図る方法が採られるものの、ガイドワイヤGが他側の硬質部26によって前進不能を生ずるトラブルがある。

【0020】

このケースにおいて、ガイドワイヤGと組合せたカテーテルKを前進させて回

転操作してナイフエッジサークル 3 をドリル機能させて硬質部 26 を穿孔し、ガイドワイヤ G の真腔復活突入を円滑に支援することができる。そして、ナイフエッジサークル 3 によって破碎された硬質粉はスパイラル状を成すカテーテル K の中空内壁溝によって後方へ順送され硬質粉残存によるトラブルを防止する。

【0021】

さらに、この実施形態のカテーテル K は後端部から先端部の方向への徐変縮径形態を有するので、後端部の手動回転操作による回転トルクが前端部へ増幅して伝達され、前記の穿孔機能が良好に確保できる。そして、先端部分の X ゾーンの外周が平滑外周のため、血管内先端挿入と血管内回転操作が極めてし易くなる。

【0022】

そして、前記工法によって線長方向の負荷荷重の基に素線 2 群を同時捻回加工するので、線長方向の「高度の真直性・捻回特性」を備えると共に、素線 2 間の相対滑り性が均一にして、血管内で極小曲げしたときに往々に生ずる素線間隙（曲げ引張り側の隙間）の異常発生がなく、円滑な極小曲げ形態を呈する。従って、血管内挿入性と手元操作による先端部の回転追従性・トルク伝達性が極めて良く、当該治療が極めて的確高能率にできると共に、ナイフエッジサークル 3 が前記の形状を有するので血管内挿入が円滑にできる。

【0023】

つぎに、図 3 を参照して第 2 発明 1 実施形態を説明する。まず、図 3 (A) のカテーテル K は、図 2 に示す「チューブ体 1 から成る下層チューブ体 1 A を本体チューブに成すカテーテル」において「前端にナイフエッジサークル 3 を有する太径の上層チューブ体 1 B をスライド自在に嵌装装着」した 2 層構造に構成されている。そして図 3 (B) に示すものは、その 2 層構造の下層チューブ体 1 A と上層チューブ体 1 B の素線 2 の捻回方向が相互に逆方向（概ね 90° 交差）の組合せに構成されている。この図 3 のものは下記の特有作用がある。

【0024】

即ち、（図 3 (C) 参照）前記の血管 20 の完全閉塞部 25 の硬質部 26 に穿孔加工のとき、下層チューブ体 1 A によって小径の下孔を穿孔し、続いて上層チューブ体 1 B をスライド前進させて該下孔を拡大穿孔する手段が可能にして穿孔

加工がし易く、かつ十分なサイズの穿孔ができる。

【0 0 2 5】

そして、バルーンカテーテルを用いて血管の拡張治療を行うときの従来の「径小から径大の複数のバルーンカテーテルを順次挿入交換する拡張治療」が、上層チューブ体 1 B のスライド操作のみによって可能になるので、当該治療が特段に簡便迅速にして能率化する。

【0 0 2 6】

そして図 3 (B) に示す「捻り方向が相互に逆を成す形態」のものは、下層チューブ体 1 A と上層チューブ体 1 B の素線 2 相互の接触角が近似点接触となるので、上層チューブ体 1 B の下層チューブ体 1 A に対する摺動性が向上し前記のスライド操作がし易くなる。

【0 0 2 7】

なお、この 2 層形態のものは「上層チューブ体 1 B の曲げ剛性 > 下層チューブ体 1 A の曲げ剛性」の関係に設定したり、または、下層チューブ体 1 A と上層チューブ体 1 B のスライド部分に、公知のポリビニルピロリドン等の親水性ポリマーを施す形態にすることがある。

【0 0 2 8】

この相対剛性形態のものは下層チューブ体 1 A の曲げ抵抗を上層チューブ体 1 B が的確に担持して下層チューブ体 1 A の有害な極小曲げの累積による血管内挿入抵抗の異常化を防止することがある。

【0 0 2 9】

次に図 4 を参照して多層構造の他の形態を説明する。即ち、図 3 のものと同様な下層チューブ体 1 A の本体チューブに上層チューブ体 1 B をスライド自在に嵌装した構造のものにおいて、上層チューブ体 1 B に「上層チューブ体 1 B と同一形態の外層チューブ体 1 C」がスライド自在に嵌装された 3 層チューブ体形態」に構成されている。

【0 0 3 0】

そして、その下層チューブ体 1 A に設けた金属製（放射線不透過材が好適）または樹脂製の前方径小円錐形のチップ 8 と上層チューブ体 1 B の前端間に公知の

「自己拡張型ステント S」を嵌装し、そのステント S を外層チューブ体 1 C によって押え込みセットして血管病変部へ挿入し、しかるのち、外層チューブ体 1 C をスライドさせることによってステント S を自動離脱させて病変部にセットできる形態に成っている。なお、この 3 層形態のものは金属製のチューブ体 1 A・1 C の間に介在する上層チューブ体 1 B をナイフエッジサークル 3 不存在の樹脂製（ポリエチレン・ふっ素樹脂等）にして相互間の摺動性向上を図る態様が好ましい。

【0031】

以上の 3 層構造のチューブ体から成るカテーテル K は、血管 20 の病変部へのステント S の留置設定が、特段に迅速簡便にできるので当該治療をする術者の治療操作が極めてし易く特段に迅速化・能率化すると共に、患者の苦痛時間を著しく短縮して当該治療性を極めて向上する。

【0032】

そして、外層チューブ体 6 C を引き操作してステント S を離脱させるとき、ジグザグ線コイルの連続形態のステント S と滑り接触する外層チューブ体 6 C の内周面が、素線 2 の円形頂点の連続からなるので、ステント S の内周面と点接触形態となりステント S の離脱操作が極めて円滑・的確にできる特有作用がある。そして、他の用法として「下層チューブ体 1 A で下孔穿孔、上層チューブ体 1 B で中空穿孔、外層チューブ体 1 C で仕上げ穿孔する 3 段穿孔」も可能になるので、前記穿孔作業がよりの確にして大なる孔径に加工できる。

【0033】

続いて、図 5 を参照して第 1 発明のチューブ体 1 の他の実施形態を製造方法を引用して説明する。即ち、図 1 (D) に示す製造方法によってチューブ体 1 を製造するにおいて、(図 5 (B) (C) 参照) 被加工のワイヤロープ R を長さ方向の X・Y・Z の 3 ゾーンに分割し、その X・Y・Z のゾーン境界ポイントを「対向一对の開閉自在のクランプ片 15 を有してスライド自在の中間クランプ部 14」によってクランプし、X・Y・Z ゾーン毎に異なる捻回度のチューブ体 1 に加工する。

【0034】

この加工方法によるチューブ体 1 は（図 5（A）参照）長手方向のゾーン毎に区画した X・Y・Z ゾーン毎に素線 2 の捻回度が異なるので、それぞれの捻回度に対応した硬軟曲げ特性の機械的性質を帯有するので、医療用器具の可撓性線状体として体外に位置して手動操作する手元部が最剛性にして、かつ、血管・体腔へ先導挿入進行させる先端部分が柔軟・高可撓性となる長手方向に沿って曲げ剛性が漸増漸減徐変する剛直・柔軟徐変傾斜形態の高品質線状体のチューブ体 1 として機能できる。

【0035】

そして、他の形態として（図 5（D）参照）同じく単位長のワイヤロープ R を長手方向の X・Y・Z ゾーンに分割したゾーン毎に、加熱条件が異なる 3 個の加熱装置 16A・16B・16C 内にセットし、しかるのち、捻回装置 10 による捻回加工中または捻回装置 10 から外した捻回加工ずみのものを、加熱装置 16A・16B・16C によって加熱処理して X・Y・Z ゾーン毎に異なる「加工による残留応力除去形態」のチューブ体 1 に加工する。

【0036】

この実施形態のものは、加熱装置 16A～16C による加熱処理条件の相違によって X・Y・Z ゾーンそれぞれの残留応力除去度が相違する形態となり長さ方向に傾斜徐変する「引張り強度・曲げ剛性」の機械的性質を帯有し、カテーテル用高性能のチューブ体 1 として機能できる。

【0037】

一方、（特許文献 1 の段落 0004・特許文献 2 の 14 ページ参照）チューブ体 1 の形態の可撓性チューブ体の従来の加工は、マンドレルに素線を巻き付ける工法、またはコイリングマシーン工法で成形される。従って、金属素線の一定方向に限定された加工変質層を形成し、前記の極小曲げのときの線間過大隙間が極めて容易に発生して回転操作性・トルク伝達性を損う不具合がある。

【0038】

しかし、本発明のチューブ体 1 は前記の「素線 2 群均一張力撚回工法」によるので、素線 2 群の加工変質層が外周全領域にわたって均一に生じて素線 2 相互の相対すべりが均一になるので、前記の有害な線間過大隙間の発生を防止して、良

好なトルク伝達性・回転操作性が確保できる。

【0 0 3 9】

続いて、図 6 を参照して「チューブ体 1 が多層を成す前記 2 層・3 層形態」のカテーテル K の手元部構造の 1 実施形態を説明する。即ち、下層チューブ体 1 A と上層チューブ体 1 B と外層チューブ体 1 C から成るカテーテル K は、その 3 個のチューブ体 1 A ～ 1 C のそれぞれの端末に「チューブ体 1 A ～ 1 C を個別に手動操作するための樹脂製の操作部 6 A ・ 6 B ・ 6 C」が 3 連想形態で設定されており、その操作部 6 A ～ 6 C の個別の「押し・引き・回転の操作」によって前記の穿孔加工やステント S の離脱操作を行うように成っている。なお、この操作部 6 A ～ 6 C は「図示のボス部の外周に羽根状の操作片を突設した形状」以外の形状でも良い。

【0 0 4 0】

なお、図中の 7 は操作部 6 B ・ 6 C 間に設けた公知の「造影剤注入部 7 つきコネクタ 5」である。そして、図 3 実施形態の 2 層形態のものは操作部 6 A ・ 6 B の 2 連装形態と成る。

【0 0 4 1】

なお、本発明のカテーテルは、前記実施形態のオーステナイト系ステンレス材を用いるのが好ましく、この材質限定にすると「固有の低熱伝導率に基づいて、ナイフエッジサークル 3 ・ マーカー M の溶着のときの無用な熱伝導を防止して当該部位の品質劣化を防止」したり、溶接電流の過大防止・溶接時間の短縮化のメリット作用が享受できる。

【0 0 4 2】

【発明の効果】

以上の説明のとおり、本発明の「医療器具用チューブ体と、それを用いて成るカテーテル」は、カテーテルの機能・性能を向上して「カテーテルによる病変硬化部の穿孔治療を可能にすると共に、病変部へのステントの留置装着を簡便迅速に成して」当該治療性の特段の向上を図り、併せて当該被治療者の便宜向上を促進する有用な効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

第 1 発明 1 実施形態の「医療器具用チューブ体」を示し、(A) はその正面図、(B) はその拡大横断面図、(C) は前端部の拡大図、(D) は加工方法の説明図

【図 2】

第 1 発明 1 実施形態のカテーテルを示し、(A) はその全体正面図、(B) はその用法説明図

【図 3】

第 2 発明 1 実施形態のカテーテルを示し、(A) はその正面図、(B) はその部分正面図、(C) はその用法説明図

【図 4】

第 2 発明 1 実施形態のカテーテルを示し、(A) はその部分正面図、(B) はその用法説明図

【図 5】

本発明の「医療器具用チューブ体」の他の実施形態と加工方法を示し、(A) はそのチューブ体の正面図、(B) (D) はその加工方法の説明図、(C) は (B) の加工装置の要部説明図

【図 6】

本発明の多層形態カテーテルの手元部の構造説明図

【符号の説明】

- 1 医療器具用チューブ体
- 1 A 下層チューブ体
- 1 B 上層チューブ体
- 1 C 外層チューブ体
- 2 素線
- 3 ナイフエッジサークル
- 5 コネクタ
- 6 操作部
- 10 捻回装置

2 0 血管

2 5 完全閉塞部

2 6 硬質部

G ガイドワイヤ

K カテーテル

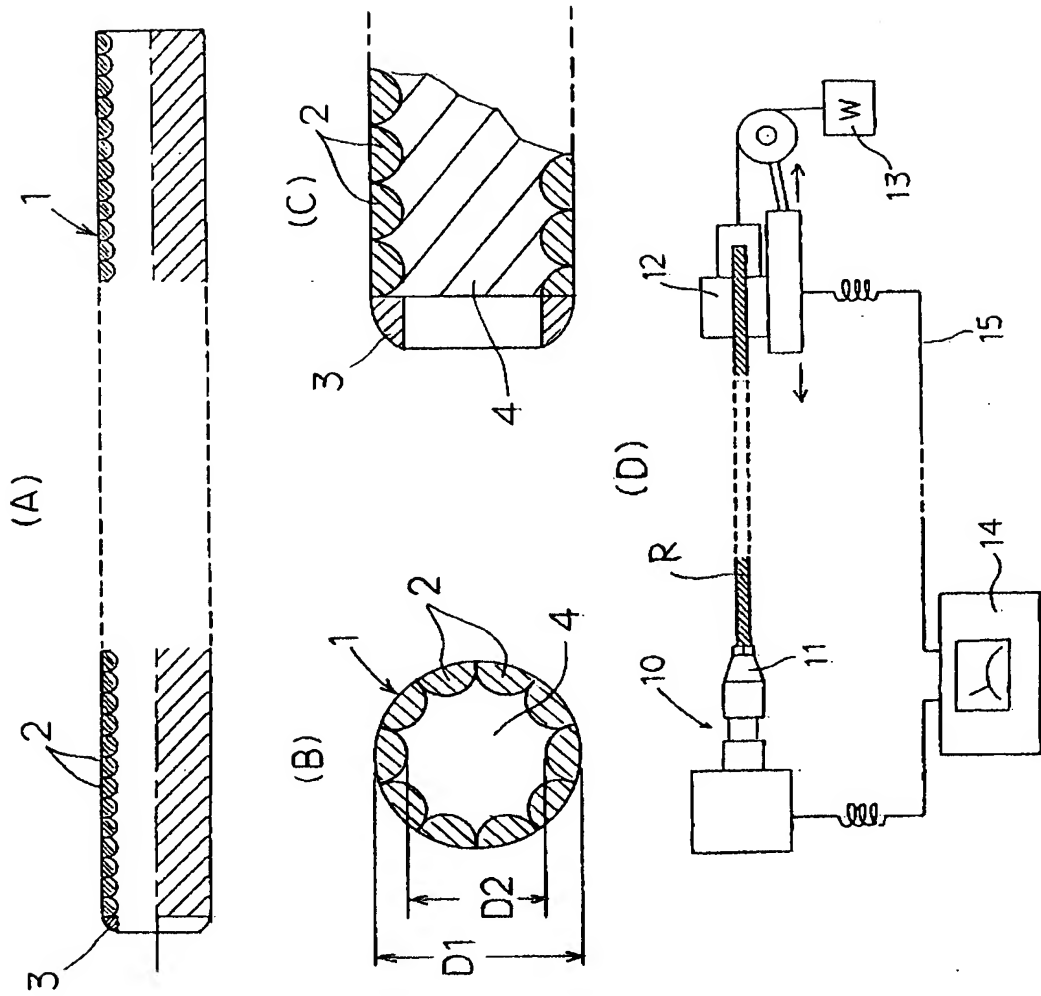
R ワイヤロープ

M マーカー

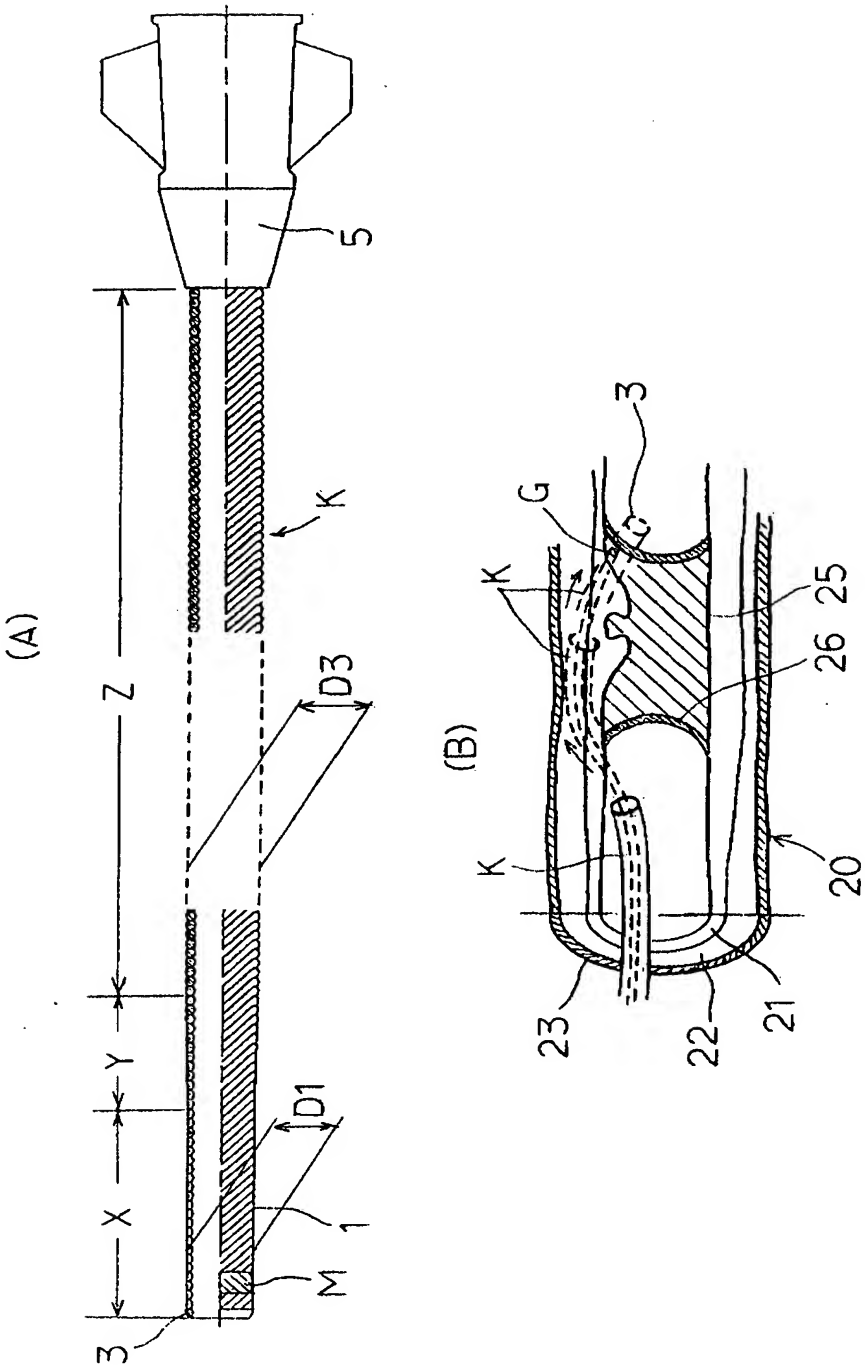
S ステンント

【書類名】 図面

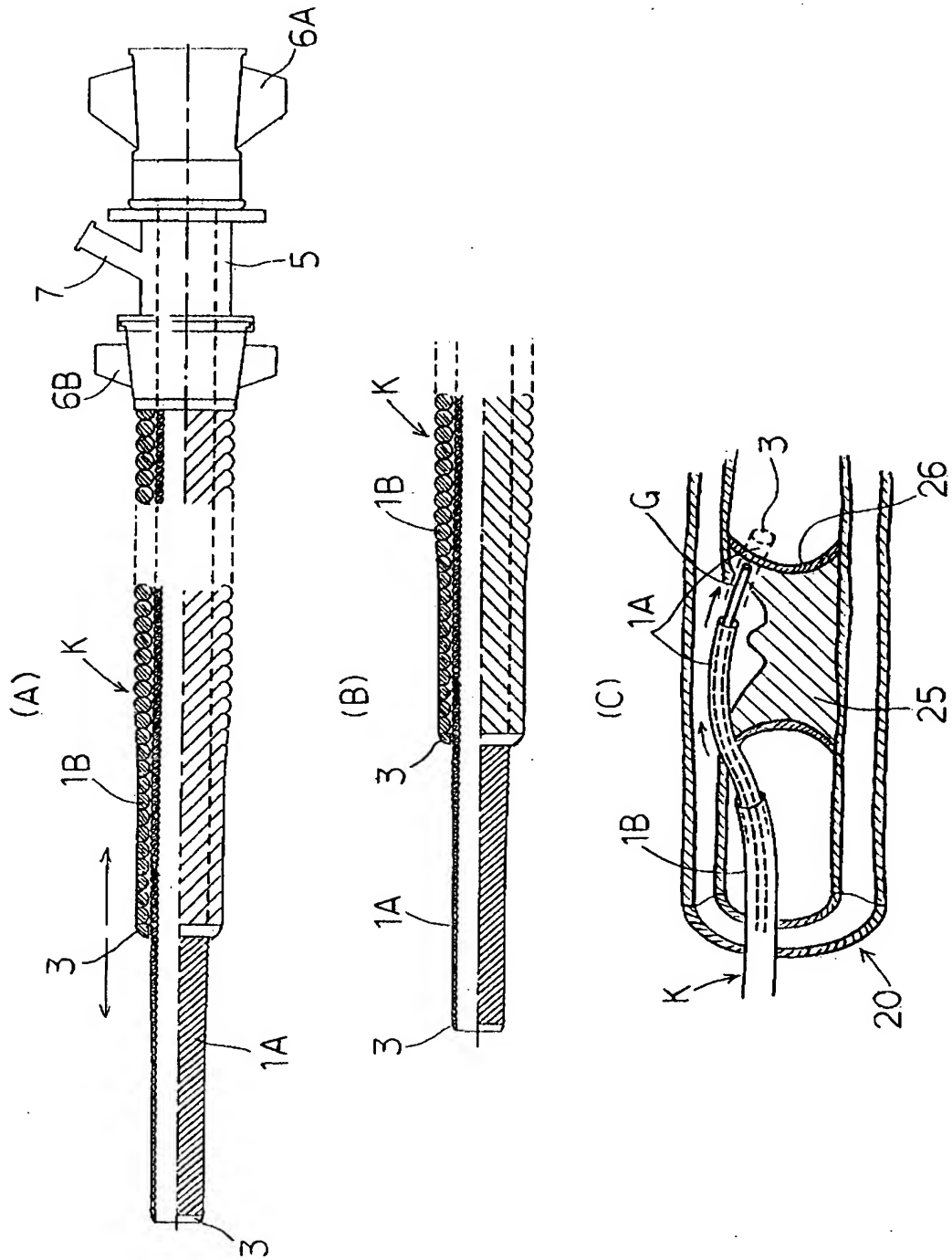
【図 1】



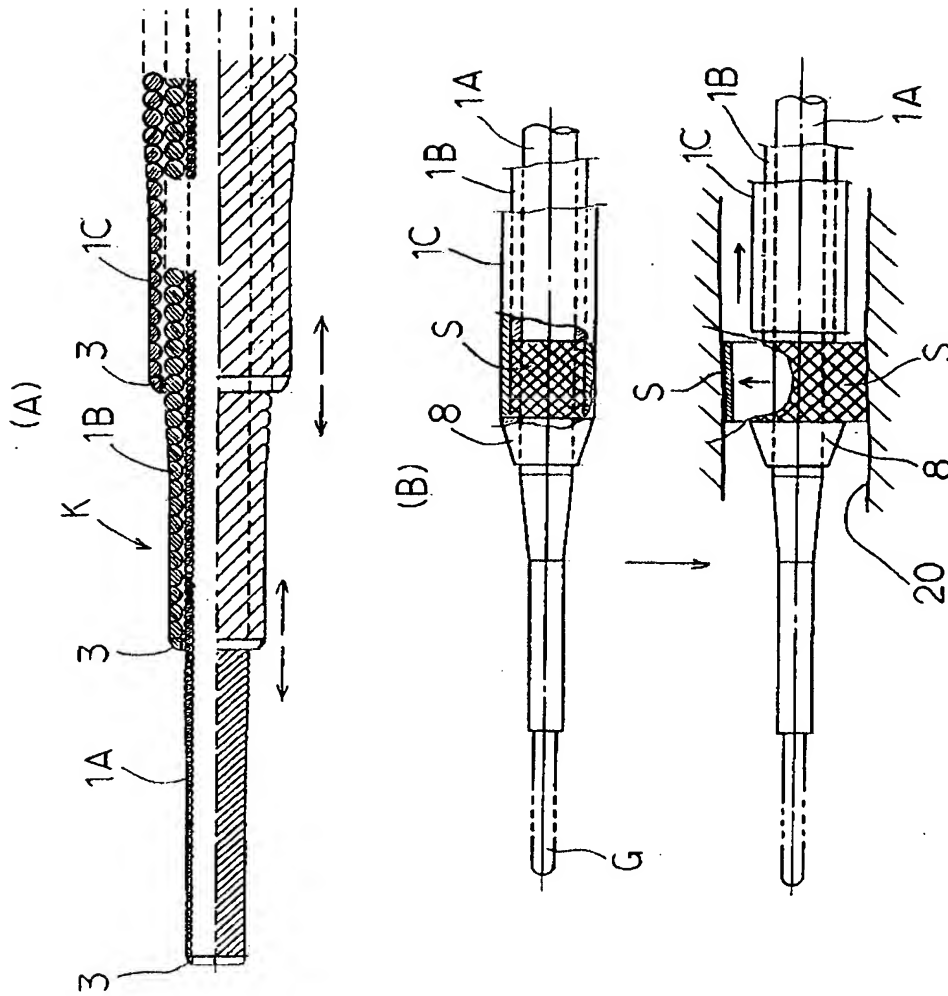
【図 2】



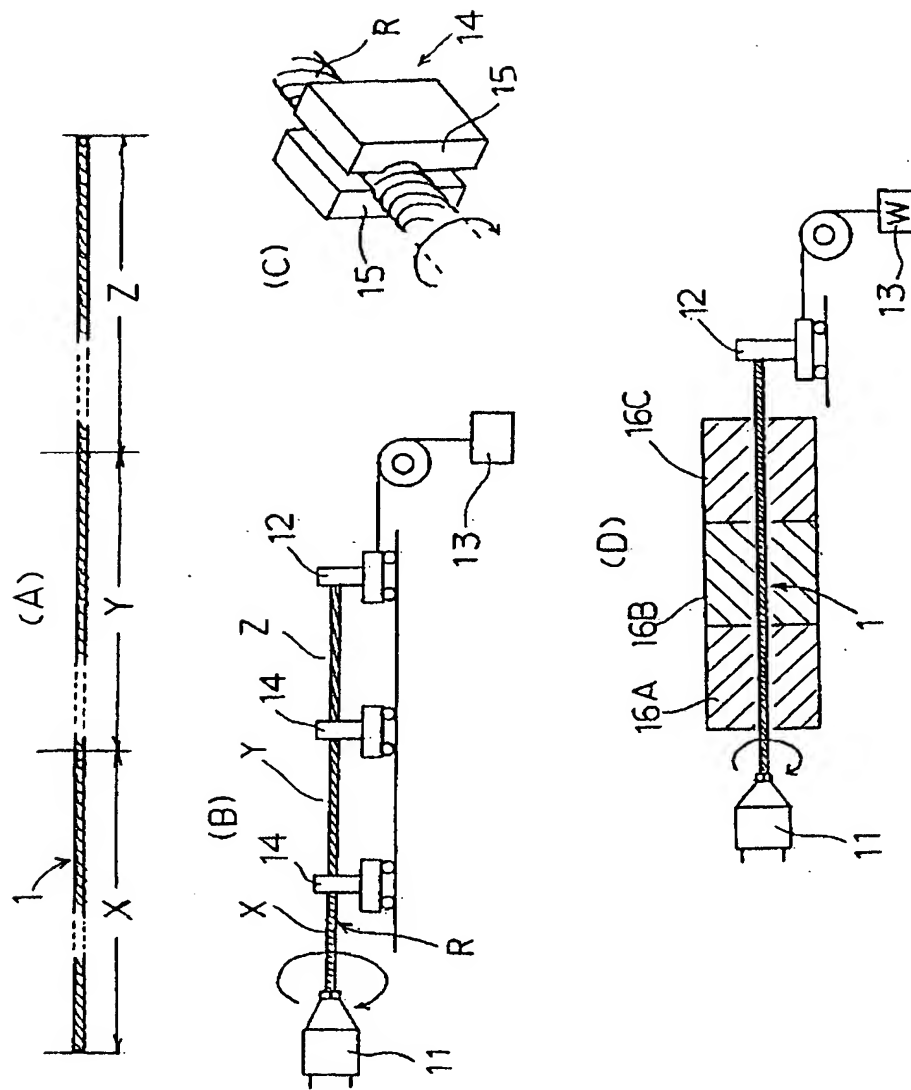
【図 3】



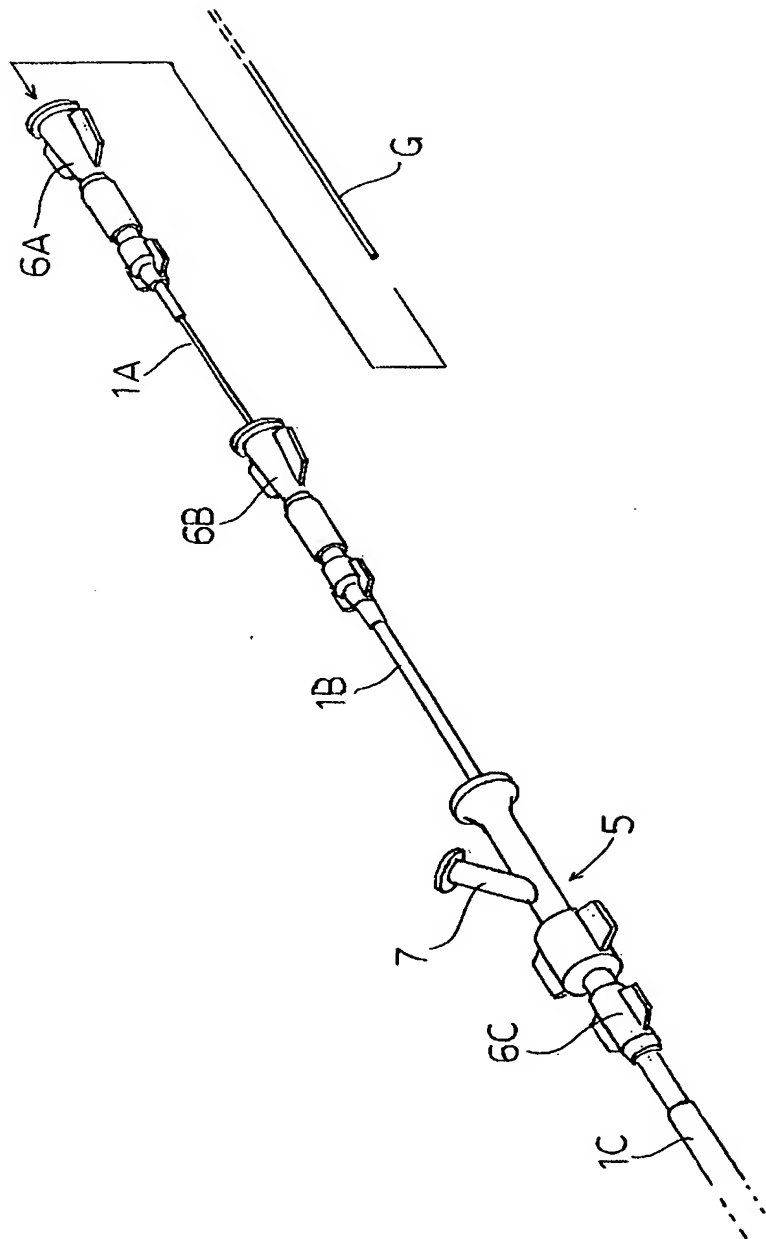
【図 4】



【図 5】



【図 6】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 複数の金属素線を円筒状に撚合構成した可撓性の医療器具用チューブ体において、前端に穿孔能力を付与して品質・性能の一段の向上を図る。

【解決手段】 素線 2 が可撓性チューブ体の内周に凸状を成す横断面略半円形状にして、かつ、前端部をナイフエッジサークル 3 に形成した構造の医療器具用チューブ体 1 と、それを用いて成るカテーテルが特徴である。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号 特願 2 0 0 3 - 0 3 7 5 5 0
受付番号 5 0 3 0 0 2 4 2 8 1 5
書類名 特許願
担当官 第一担当上席 0 0 9 0
作成日 平成 1 5 年 2 月 1 8 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】 平成15年 2月17日

次頁無

特願 2003-037550

出願人履歴情報

識別番号

[592177177]

1. 変更年月日

1992年 8月14日

[変更理由]

新規登録

住所

兵庫県宝塚市口谷西3丁目58-3-901号

氏名

加藤 修

特願 2003-037550

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[390030731]

1. 変更年月日

2000年10月17日

[変更理由]

住所変更

住 所

愛知県名古屋市守山区脇田町1703番地

氏 名

朝日インテック株式会社